

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**

(Translation)

Reference (F)

Japanese Patent Laid-open Publication SMO 58-501458

Title Device For Dilating Vascular Tissue

Disclosure Date September 1, 1983

Abstract;

A shown in Figure 17, a device for dilating vascular tissue according to the present invention comprises a helical spring (36) which can be expanded radially by rotating its ends (38,39) relative to one another. The end (38) of the spring is attached to a shaft (42a) mounted axially within the spring. The end (39) is attached to a sleeve (42b) which covers the spring and the shaft. The proximal end of the shaft has a rotatable knob (44) carried thereon and the proximal end of the flexible sleeve (42b) has a second knob (43), spaced from the knob (44), carried thereon.

By rotating the knobs the number of spring turns and the pitch of the turns can be changed. In order to fix the helical spring (36), which is preferably of a band shape, in the vessel of the patient, the helical spring (36) can be perforated by stamping it or by using a laser.

⑨ 公表特許公報 (A)

⑩ 特許出願公表

昭58-501458

Int. Cl.<sup>3</sup>  
A 61 F 1/00  
A 61 B 17/00

識別記号  
1 0 1

庁内整理 号  
6580-4C  
7058-4C

⑨ 公表 昭和58年(1983)9月1日

部門(区分) 1(2)

審査請求 未請求

予備審査請求 未請求

(全 14 頁)

⑨ 血管またはその他の近づき難い位置に適用する装置およびその使用

⑨ 特 願 昭57-502846  
⑨ 出 願 昭57(1982)9月15日  
⑨ 特許文提出日 昭58(1983)5月13日  
⑨ 国際出願 PCT/SE82/00283  
⑨ 国際公開番号 WO 83/00997  
⑨ 国際公開日 昭58(1983)3月31日  
優先権主張 ⑨ 1981年9月16日 ⑨ スウェーデン(SE)  
⑨ 8105510-5  
⑨ 1982年4月30日 ⑨ スウェーデン(SE)  
⑨ 8202740-0

⑨ 発 明 者 ヴァルス・ハンズ・イヴァール  
スイス国ツエーハー-1141デネン・グ

⑨ 発 明 者 イラ・ブレイブワゼ(書地なし)  
マース・ディールク  
スイス国ツエーハー-8125チュールツヒ  
・ツオリケル・ベルク・ラングヴァット  
シュトラッセ21  
⑨ 出 願 人 ヴァルス・ハンズ・イヴァール  
スイス国ツエーハー-1141デネン・グ  
イラ・ブレイブワゼ(書地なし)  
⑨ 代 理 人 弁理士 山下白  
⑨ 特 定 国 AT, AT(広域特許), AU, BE(広域特  
許), BR, CH, CH(広域特許), DE, D  
E(広域特許), DK, FI, FR(広域特  
許), GB, GB(広域特許), JP, LU, L  
U(広域特許), NL, NL(広域特許), N  
O, SE(広域特許), SU, US

(a)

図 表 の 説 明

1 つる管の断面形状は(1,34,78,80-82)と、ばねを  
所定の位置の第一状態(第5図、第4図)からより大き  
い位置の第二状態(第2図、第4図)まで伸張させた  
その際に収縮させるための手段とを備えた装置であつて、  
それによりばね(1,34)の長さ(1)を短縮した状態ではばねの  
両端部(38,39)を相互に相対位置させてそれによりばね  
の長さ(1)内のばねの巻回数を減少せしめばねのピッチ  
間をそれに応じて増加させることにより前記第一状態から  
前記第二状態への過渡が速くするようにし、またはばね  
(1,32)の所定長(14)にばね(1)の巻数の長さ(14)の少く  
とも一巻回にかいてさらにばね材料を供給してそれによ  
り前記第一状態から前記第二状態への過渡が前記の長さ  
(14)内のばねの巻回数のピッチおよび巻と関係なく  
速くするようにするために前記手段(35,51)が配置されてい  
ることを特徴とする装置。

2 ばね(34)の一巻回(38)がばねの内側に中央に配置  
されたシャフト(42a)に取りつけられ、一方ばね(34)の  
他方の巻回(39)がシャフト(42a)を圍繞するスリーブ  
(42b)に固定されそれによりシャフトおよび/またはス  
リーブの相互の相対位置によりばね(34)の巻数が増加さ  
れた減少せしめられることを特徴とする請求の範囲第1  
項に記載の装置。

3 ばね材料(29)がばねのつぶれを生ずるかそれを減少  
させるために巻回方向の両端部において見たときばね方

(a)

向に扁平化した形状を有していることを特徴とする請求  
の範囲第1項または第2項に記載の装置。

4 ばねとともに移動するように配置されたばねを圍繞  
する伸縮性組織のストラップ(73)を備えていることを  
特徴とする請求の範囲第1項から第3項までのいずれか  
1項に記載の装置。

5 ばね材料(78)が巻回方向の貫通した巻回(79)を備え、  
前記巻回(79)の端に巻回方向のしかも巻回方向の小さい部  
分が形成されそれによりばねの伸縮能力を増大させたこ  
とを特徴とする請求の範囲第1項から第4項までのいづ  
れか1項に記載の装置。

6 ばねが同一面に広がる二重の巻回形状からなり、  
巻回形状(80,81)が巻回方向に分布せしめられ且つ巻  
回方向に延びる巻回材(82)により連結されていることを  
特徴とする請求の範囲第1項から第4項までのいずれか  
1項に記載の装置。

7 巻回方向部分または巻回材(82)が中央に配置された中  
心方向に向いた巻回(85,86)を備えそれによりばねの両  
端した巻回部分を重なり合わせることができるようにした  
ことを特徴とする請求の範囲第1項、第3項または第4  
項のいずれか1項に記載の装置。

8 多孔性組織のストラップ(84)がばね材料の貫通的  
に全長にわたって巻回形状(78,80-82)の個々の巻回  
部分を圍繞していることを特徴とする請求の範囲第7項に  
記載の装置。

9. ばね(90)がその少くとも一端部(91)において最低減少部分を有することによりその適用後フィルムとして作用するように設計されていることを特徴とする請求の範囲第1項から第8項までのいずれか1項に記載の装置。

10. 装置を構成するばね(90)の最低減少部(91)の一部分の間の距離が約3mmであることを特徴とする請求の範囲第9項に記載の装置。

11. 多孔性組織のストファンブ(83)がばね材料の全長にかたつて螺旋形要素の個々の巻回部分(80,81)を包囲し、そして螺旋形材料の外側で横方向に並び、それにより螺旋形材料の螺旋巻回部分内で螺旋形材料を重なり合わせたとことを特徴とする請求の範囲第6項または第7項のいずれか1項に記載の装置。

12. ばねの両端部分と同一平面を占有しかつ一方の端部(94)がばねに取りつけられる軸方向に並び、端部材料(94)を備え、かつ螺旋部材(94)に取りつけられかつばねとともに移動されるように配置されたばねを包囲する多孔性材料の伸縮性ストファンブ(95)を備えていることを特徴とする請求の範囲第1項から第10項までのいずれか1項に記載の装置。

13. コイルばね(36)の内部に配置された円筒形の管状キャリヤ本体(37)を備え、前記キャリヤ本体(37)は中央部分(47)を備えかつばねの端部(38,39)において相互に反対向き可能な端部部分(40,41)を備え、ばね(36)の端部(38,39)がそれぞれの端部部分(40,41)に連絡され、さ

らば、手段(42,43,44)を備え、前記手段(42,43,44)により前記端部部分(40,41)を相互に相対回転させてばね(36)を伸縮させることができるようにしたことを特徴とする請求の範囲第1項から第12項までのいずれか1項に記載の装置。

14. 前記手段が一方の端部部分(41)に連絡された円筒部材(42)を備え、前記部材の内側要素(42a)がキャリヤ本体(37)を通して並びかつその端部が他方の端部部分(40)に連絡され、円筒部材(42)の外側の自由端部に回転子(43,44)が配置されていることを特徴とする請求の範囲第13項に記載の装置。

15. 血管中の一方の位置に収容状態にあるばねを有する請求の範囲第1項から第14項までのいずれか1項に記載の装置を導入し、前記装置を血管の別の位置に体内管腔を経て移動し、血管中の前記別の位置にばねを伸縮させてばねを自己固定せしめ、そしてばねの収容後、血管からばね以外の装置を取り外すことを含んでいる血管中に人工血管を体内管腔を経て移植する方法。

16. 血管の内腔にばねの内腔を与えるように配置されている状態で前記血管の位置にかける血管の内腔よりも若干大きい直径を有するばねを選択する工程を含む請求の範囲第15項に記載の方法。

## (1)

## 明 明 書

## 発 明 の 名 称

血管またはその他の近づく細い位置に適用する装置およびその使用

## 発 明 の 要 約

本発明は例えば生きている動物または生きている人間の体の血管の内腔に適用しうる装置に関する。この装置は所定の位置の第1の状態からより大きい直径の第2の状態に拡大させることができるまたはその逆に縮小させることができるような形状のコイルばねを備えている。

本発明は血管、気管またはそれと隣接する部位のための拡大する装置により機械的を体内管腔の移植(transcatheter implantation)のためにも有用である。本発明のこの装置により、移植した血管またはその他の血管の内腔または人工の組織によりライニングを施すことができる。この人工の組織は多孔性となることができる。

外科手術およびその他の医療技術においては、例えば血管、尿管またはその他の近づく細い部位に装置を導入して拡張することがしばしば必要であり、この装置の機能は前記血管または尿管等を拡張することであり、この装置は自由端状により種々の拡張をもたらすために所定位置に配置される。

本発明による装置は多数の機械的用途に使用することができ、そして、その例としては、ある形態の血管の拡大または血管の収縮を含む、その反対の技術によりもた

## (2)

えられる異なる形態の組織への使用を挙げることができ、従つて、さらに特定の述べると、本発明は肺動脈の口のあたりの血管を支持しかつ保持し、人工血管エレメントを支持し、肉眼的血管の組織部位を閉じ、肉眼的血管の拡大および血管の内腔の拡張部位を開けしまたは気管支管または気管支を固定させるために使用することができ、本発明はまた例えば大動脈に適用することにより肺動脈の形成を助けるために血管のためのフィルムとしての役割をするように設計することができ、しかしながら、本発明は前述した用途に限定されず、これらの用途は単に例として考慮されなければならぬ。

## 発 明 の 説 明

本発明特許 3,848,956号明細書には、例えば血管の中に挿入した装置に拡大させることができる装置が記載されている。この装置の作用部分はいわゆる「記憶作用」を有する合金合金、すなわち、加熱されたときその初期の形態に復元する物質を使用することに基づいている。この先行技術においては、この物質の加熱は電気加熱によつて行われ、この装置が血管を拡張に挿入される。しかしながら、この装置の加熱は電気抵抗加熱を用いることを必要に迫り、行われなければならない。この装置が加熱中に損傷されるかもしれないという基本的な不利点を有している。あるほど、前記本発明特許明細書(第3図第42-48行参照)には装置を血管の中に挿入するとともに

患者の血液が冷却媒体として作用することが述べられてはいるがしかし血液もまた加熱されたとき比重をしくない状態を生ずる冷却媒体である。

#### 発 明 の 要 約

本発明の目的は長足の冷却の欠陥を回避した伸張可能な装置を提供することである。

本発明は伸張させることができるつる巻糸のコイルばねを備えた装置を使用することに基づいている。本発明は好適な機械的装置によりばねより小さい直径またはより大きい直径が与えられるという原理に基づいている。これはすべてが同じ基本物を発明の概念のわくの中に包含される二つの主要な異なる方法で行うことができる。以下、これらの方法の二つの内について記載する。

第1の方法はばねの長さを一定に維持しながらばねの両端部を相対運動させそれにより前記の一定の長さ以内でばねの巻数を減らしてばねのピッチをそれに応じて増大させることによりばねの小さい直径から大きい直径への遷移が起るようにするからなっている。ばねの直径を変更する第2の方法は所定長のばねの少くとも一端部において所定長のばねからばね材料の一部を取り外してより大きい直径からより小さい直径への遷移が前記の長さ内でばねのピッチおよび巻数と無関係に起るようになすことである。ばねを前記のその他の方法で伸張させるためには、前記、逆の操作が行われる。すなわち、付加的なばね材料が前記の長さのばねに供給される。ばね

う問題が生ずることがある。このようなばねのつづれが生ずるかそれをなくすかまたは減少させるために、巻数方向に延びるガイドバーをばねの円周に配置することができ、ガイドバーはばねの円周上で変位しうよう配設されそれによりばね材料はばねの伸張に際して巻数方向に移動することができ、

本発明による別の一実施態様においては、巻数方向に延びる支持装置を固定されたガイド装置を支持するばねの円周に配置することができ、この固定されたガイド装置を介してばね材料をばねの伸張に際して巻数方向に移動させることができる。

ある場合、例えば、ヘルムアまたは螺旋巻線の場合には、全体のうちの固定された部分にわたってばねの巻数の間より大きい直径を有するばねを適用することが望ましいかもしれない。これは従来の二つの異なる方法で実施することができ、別の一つの方法はばねの所定の長さにわたってより大きい巻数密度が得られるようになす上記の固定されたガイド手段を分断することに基づいている。第2の別の方法はばねをより高い巻数密度の1個または数個の部分で製造することからなっている。また、これらの二つの別の方法の組合せも前記の用途に使用することができ、

前述したつづれのかせれがある個点からばね材料を扁平化された形態またはバンドの形態に製造して材料のより大きい寸法を巻数方向に延びる横断面に配置するよう

の直径を変更するこの第2の方法は望まなければ前記の長さ以内でばねのピッチおよび巻数を維持して行うことができる。

前記、上記の方法は両方共コイルばねをより大きい直径の状態からより小さい直径に変更したその逆の小さい直径から大きい直径に変更するために使用することができ、

本発明による装置の好ましい一実施態様においては、より大きい直径はコイルばねの負荷されている状態に大體に対応している。これはばねの巻数がそのばね状態に就して起り、一方その伸張が負荷状態まで力を除去したとき起ることを意味している。

ばねを伸張させる上記に記載した第1の方法を使用する間、ばねの一端部はばねの内側の中央に配置されたシャフトに取りつけることができ、一方その他方の端部は前記シャフトを囲繞するスリーブに連結される。シャフトおよび/またはスリーブを相対運動させることにより、ばねの直径を増減することができる。ある状態で適用したばねコイルばねを取り外すことができるようになすために、シャフトおよびスリーブをばねに取り外しできるように運動することができ、

ばね材料について小さい寸法のコイルばねを使用する場合、望ましい状態でばねを適用しかつばねを伸張させることに関連して、別の材料のばねの巻数部分が一方の端に寄りかかつて所定の支持作用が得られたいとい

に達成すべきである。ばねを本質的に長方形の横断面を有するよう配設することが好ましい。

本発明の別の好ましい一実施態様においては、円筒形の管状キャリア本体がコイルばねの内周に配置され、中央部を備えかつ互いに運動するばねの両端部において両端部を備えており、該ばねの両端はそれぞれの両端部が連結されている。この装置はさらにばねを伸張させるためにその端けにより前記両端部を互に相対運動させることができるよう手段を備えている。前記の両端部を運動させるための手段は好適には一方の両端部が連結された同軸ケーブルを備えており、該同軸ケーブルの内側の同軸管はキャリア本体を通して延びかつその端部が他方の両端部に連結され、また他方の両端に所定の相対運動を与えるために同軸ケーブルの外側の自由端に接触子が配置されている。

本発明による装置のこの後者の実施態様に際して、キャリア本体の両端部分は中央部分に対して巻数方向に配置することができそれにより中央部分とそれぞれの両端部分との間の間隔にばねの端部を固定しうようになすことができる。この場合には、ばねの少くとも一方の端部を同軸ケーブルの自由端部に配置された材料により巻数方向に固定しうようになすことができ、同軸ケーブルの自由端部に配置された材料は第2の両端部を運動させることと巻数方向の固定を行うこととの二重の機能を達成にたすことができようになす

ている。

本発明による構成要素の一方の側面においては、ばねの両端に於いて軸方向に延びる支持部材が配置されている。前記支持部材の一方の端部にはばねが取り付けられ、そしてその他方の端部には固定されたガイド部材が設けられている。ばねの一端に隣接して、このガイド部材を通してばね部材を移動させることができる。

別の態様として、支持部材の両方の端部には固定されたガイド手段を配置することができ、このガイド手段を通してばね部材を移動させることができる。この両端部においては、ばねの両方の端部においてばね部材を両方の方向に同時に動かすことができる。

別の実施形態によれば、本発明の装置は厚膜にばねが配置される軸受のキャリヤ本体と、円筒形のセグメントハウジングを含む前記キャリヤ本体の一方の端部に配置されたセグメントハウジングと、セグメントハウジングの中心に同心して配置された通孔リングとを備えており、前記通孔リングはその厚膜部分がセグメントハウジングの内周と嵌合している。この装置を使用して、通孔リングを一方またはその他の方向に移動させることによりばねをセグメントハウジングと通孔リングとの間のスペースの中で押退するように移動させることができる。この実施形態においては、セグメントハウジングの内周に凸部を設けることができ、この凸部は凸部の中でばねを移動させることができる。そのように、通孔リングの

## (8)

が、そのばねを調整してその厚膜の厚さを適当な厚さから取り外すことができる。この可変性は上述の本発明による装置ではこの厚膜の厚さにおいて開始した厚さ動作を達成することができないので全く得られない。

以下、本発明を添付図面に示した例としての実施形態により詳しく説明する。これらの実施形態が本発明を例示するために意図したものであり、特許請求の範囲により限定された範囲を制限するものではないことを留意すべきである。添付図面には下記の図を内示してある。

図1図は本発明による装置に使用するためのコイルばねの側面図を示し、

図2図はキャリヤ本体を収容したコイルばねの側面図を示しそして併合した状態にあるばねを示し、

図3図は図2図に示した装置と同じ状態を示ししかも収容した状態にあるばねを示し、

図4図をいし図7図は本発明によるコイルばねからばね部材を除去する状態を概念的に示し、

図5図および図9図は図4図をいし図7図による装置と同一の厚さに基づいた装置の実施形態を示し、

図10図は外力の作用をうけるコイルばねの可能な状態を概念的に示し、

図11図はガイド部材を使用したコイルばねの側面図を

外周に例えばゴムまたはプラスチックの導管コーティングを形成すると好適である。

人工血管を移植するための外科手術においては、ある理由から例えば血管の内側に多孔性の組織を設けることが望ましい。これに関連して、本発明によりばねの外周または内周に多孔性組織のストッキングを設けることが可能であり、前記ストッキングはばねとともに血管の位置に移植することができる。このストッキングは多孔性組織の弾力性によるかまたは重なり合うように折り上げることによりばねの位置に合わせて調整することができる。

本発明による装置に包含される構成部分の材料の選択については、この点について厳格的であるものは先づコイルばねである。このばね部材としては、耐腐蝕性の材料、例えば、不銹鋼またはその他の合金合金または同様に適して使用されるプラスチックを選択すべきである。

その他の特徴および別の実施形態は以下の説明および本発明の特許請求の範囲から明らかであろう。

例えば、上記の本発明の特許第58-50145A号特許に記載の技術と対比した本発明の技術のさらに基本的な明点は、本発明による装置が可逆動作可能であり、すなわち、ばねを適用後先づ伸張させることができ、そのばねを装置のその他の部材から開放する前に例えば戻りばねの位置および固定が容易であるかを検証すること

## (9)

示し、

図12図は図11図の装置を拡大して示し、

図13図は図12図を1-1線に沿って切った断面を概念的に示し、

図14図は支持部材および固定されたガイド部材を備えたばねを概念的に示し、

図15図は図14図の装置の側面図を示し、

図16図は支持部材およびガイド部材を備えたばねを概念的に示し、

図17図は別のガイド部材の側面図を示し、

図18図は図17図によるガイド部材を上から見た場合を示し、

図19図は本発明の装置の可逆動作の全体図を概念的に示し、

図20図は本発明による装置の別の可逆動作の全体図を示し、

図21図は図19図の装置の別の可逆動作の側面図を拡大して示し、

図22図は図21図に示した装置の側面図を示し、

図23図は多孔性の組織を適用するための本発明による装置を示し、

図24図は装置を有する扁平なばね部材を使用した一実施形態を示し、

図25図は電子状の二重ばねとして設計された一実施形態を示し、

第24図および第25図は同様し、同部分を示すことができるコイルの一実施形態を示し、

第26図はこの装置のばねの一実施形態を示し、ばねのばねが円筒内用を有しており、そして、

第27図はばねが多孔性組織で覆われている例の一実施形態を示している。

以下の説明においては、本発明による装置が欠陥位置を含む血管に対して使用され、欠陥位置においては血管が比較的大きい直径を有し、一方この装置が血管の中に導入される位置では血管がより小さい直径を有しているとして説明している。しかしながら、本発明による装置はまたこの装置が比較的一定の直径を有する血管の中に導入されそれにより適用場所に移すためのこの装置の導入に関連する血管内腔の損傷を回避する場合にも使用することができる。

従って、本発明による装置は装置のコイルばねが機械的または手動により収縮状態に維持することができ、機械的収縮力が小さくまたは導入位置における血管の直径よりも小さいため同様の血管が比較的小さい直径を有している場合に導入可能を収縮して導入することができる。コイルばねを縮めた装置は次いで血管の中に導入され、そして欠陥位置に移される。欠陥位置において、コイルばねは装置の外層が欠陥位置における血管の直径と等しくなるかまたはそれよりも若干大きくなるまで機械的に拡張せしめられる。次いで、コイルばねは本発明による

装置は拡張してはいないので、第3図による位置におけるコイルばねのピッチは第2図による停止位置のピッチよりも小さい。

第2図および第3図には、ばね1を第3図による収縮した状態において固定させる機構を有する円筒形の中央本体7がグリップ部で示されている。

第4図をいし第7図には、本発明による別の実施形態の装置を示している。この実施形態によれば、コイルばねの直径が装置のピッチを固定するより大きい。第4図による停止位置におけるコイルばね1は直径14、長さ14およびピッチ14を有している。第5図では、同じばねを示しているが、第4図による直径14の軸方向に減少した直径15を有している。しかしながら、この状態では、ばねは長さをピッチの二つの部分AおよびBを有している。部分Aはばねが停止位置において有する長さ14およびピッチ14と同じ長さおよびピッチを有しており、一方部分Bは14よりも可成り小さい長さ13およびピッチ13よりも可成り小さいピッチ15を有している。第4図による停止位置から第5図による状態までの直径の減少はばねの両端を第1図をいし第3図に示したのと同じ状態で維持することにより得られる。このようにして、収縮したばねを長さをピッチの二つの部分に分断することが好ましい機械的手段により行うことができる。

第6図には、第4図と同じばね1であり、しかも直径14の軸方向に減少した直径16を有するばね1を示して

る装置のその他の部分から好適に形成され、そして装置の他の部分を除去した装置内部からの支持機能を果たすための欠陥位置に適合することができる。もしも使用されていない状態でのばねの直径が血管の内径よりも若干大きい値に選択されるとすれば、ばねはある特定の圧力により血管内腔と係合して血管を固定する。この特定の圧力の大きさは予め計算することができ、従って所望どおりに選択することができる。

図1図の第1図、第2図および第3図には、原則として、いかん本発明の一実施形態による装置のコイルばねの直径が変化しうることを示している。第1図は図1に示した長手方向の断面2を有するコイルばねを機械的に示している。ばねの両端には、符号3および4を付している。第1図のコイルばねは停止位置の状態であると仮定しており、すなわち、コイルばねは外力の作用を受けていないときを有する状態で示している。もしもばねの両端3、4が外力の作用により矢張り、その方向に長手方向の断面2のまわりを回転せしめられるとすれば、ばねの直径が減少するとともにばねの巻数もそれに応じて増加する。第2図には、停止位置におけるコイルばね1を縮小して示している。第3図では、第1図に示す装置により同じばね1を直径減少後の状態で示している。ばね1は第3図の位置では直径15を与えられており、直径15は第2図の直径14よりも小さい。ばねの巻数は停止位置における巻数の3倍になっている。ばねの長

さは、このばねは二つの部分CおよびDを有している。部分Cはばねがその停止位置において有する長さ14およびピッチと同じ長さおよびピッチを有している。部分Dにおいては、ばね1は同心の扁平な螺旋形のばねを形成している。

第7図には、第6図による装置のばねの断面図を示しており、この図から部分Dの外観が明確である。従って、この実施形態においては、ばねの全長14およびピッチ14がばねの停止位置における全長およびピッチと同じである。ばね1の停止位置から第6図および第7図による状態までの変化は非逆を機械的手段により行うことができる。

第1図をいし第7図には、例えば外科手術を可能にするために本発明による装置のコイルばねの直径をいかに拡張することができるかを示している。以下、コイルばねを所望どおりに伸縮可能にするための異なる長さを有する螺旋の形成方法について記載する。

第8図による装置の断面はまた拡張状態でばねの他の部分Aを有するコイルばねの他の部分であると考えることができる。第8図および第9図には、今述べた装置が応用される装置の他の部分および断面をそれぞれ示している。他の部分Bにおいては、螺旋の巻数部分が互いに密着して配置されている。第8図および第9図は2つの長手方向に回転する小さいローラ15および16の間に形成されたスリットを通して通りが行く

れそれより短縮部の材料が矢印180°方向に偏位せられかつローのニップの周部17で送り出されるように制御される状態を簡明的に示している。第8図および第9図は体圧位置に拡張した後のコイルばねの部分Aを示している。

本発明による装置によるコイルばねの適用については、適用後に同様の状態に拡張させるために外部からの外力でコイルばねの長さを変化させることも可能である。従つて、このばねは伸縮部、伸縮中、伸縮後、伸縮方向に圧縮してそれよりその状態を中立の位置に保たれている状態、そして、中立状態を越えて伸縮状態に至るまで伸縮方向に伸縮させることができる。この装置の場合には、ばねが押えられた側の固定からばねをさらにそれ以上に変位させることができる。

本発明による装置を人体の外周手前に応用する場合に、拡張したまたは縮小した状態でコイルばねの直径が8mmをいし10mmより大きくないようになると好適である。伸縮状態におけるばねの直径は12mmをいし30mmの範囲とすることができ、例えば直径30mmの厚さを有する不銹鋼の管で製造されたコイルばねについては、例えば8mmから12mmまでの伸縮、すなわち、30%の伸縮または15%の伸縮( $\frac{12}{8}=1.5$ )が得られる。この材料を使用することにより体圧位置において伸縮状態において約30%の直径を有するコイルばねを製造することが不可能であることが判明した。例として、伸縮より後の

あるすべてのばね材料について材料の厚さと伸縮率との間にある関係があることが判明した。この関係は材料により変えられるが、一般的には、所望された伸縮率が高い程、選択すべき材料が厚くなる。一例として、直径8mmの収縮状態から直径30mmの体圧位置にするため、すなわち、伸縮率3.8を得るためには、1mmの厚さおよび約0.15mmの厚さを有する不銹鋼材料のステールバンドが必要であるといえよう。全く一般的には、厚またはバンドの厚さに関する好適な範囲は約0.08mmをいし0.50mmである。バンド材料の厚さについては、好適な範囲は約0.3mmをいし2mmである。換言すると、これは本発明による装置を外周手前の目的に使用するためには太い場合のコイルばねを製造するために厚またはバンドの厚の厚い材料を使用しなければならぬことを意味している。しかしながら、かかる材料に基づくコイルばねは例えば欠陥のある血管に適用されると80%程度は血管を支持する。

図10には、厚い材料で製造されたコイルばねが伸縮状態で機械的に不安定になる傾向を有していることが判明した。従つて、このため、適用後にばねの幅およびつばれを要する。第10図には、厚い材料で製造されたコイルばね1が適用後の伸縮状態における不安定により生ずる膨張を簡明的に示している。グッシュは内部にばねが伸長した血管の膨張を示している。コイルばねのこのように不安定は図11で示される。その理由は

コイルばねが膨張した状態を維持するその位置に膨張をばたすことができるとして血管の膨張を制限する作用をするからである。

本発明によれば、かかるばねのつばれを生ずるかそれとコイルばねが収縮状態から伸縮状態の両方においてコイルばねに作用する膨張力を低減することにより、すなわち、膨張したばねはともかくも本質的に膨張することである。第11図、第12図および第13図はかかる装置を備えた本発明による装置の一実施例を示している。第11図は収縮状態を符号21で示し、そして伸縮状態を21aで示したコイルばねの部分Aを簡明的に示している。この図では、コイルばねのための3本のガイド部材22を添えてある。第11図から明らかであるように、ガイド部材22は相互間の距離0.12mm以内で内通の可動性のしかも比較的剛性の部材23上に配置されている。第12図は第11図の部材の断面を拡大して示し、そして第13図は第12図を1:1の比率で示した断面を示している。第12図および第13図から明らかであるように、コイルばね21はガイド部材22の穴すなわち、開口部24を通して延び、一方端(スレッド)23はガイド部材22の穴25を通して延びている。

第5図および第6図に示した装置の構成については、ガイド部材23を部材23に固定して取りつけるように構成すると好適である。このようにして、グッシュが収縮状態から伸縮状態に移動する、すべてが

5図および第6図に関する前述した説明に合致している。

第13A図は伸縮状態において固定されたガイド部材により安定化されるコイルばねの一実施例を示している。好適な厚い金属製のバンドで製造されたコイルばね21はその端部21aにおいて伸縮方向に支持部材23aに固定して取り付けられている。支持部材23aは好適には相互に組みつけられた1部の可動性バンドまたは2部の可動性バンドからなっている。コイルばね21の端部の端部21aは長方形の開口部を有するループの部材の端部21bに固定されたガイド部材22aにより支持部材23aに連結されている。この装置の構成におけるばね21が有用のために十分に安定しておりかつばね21の端部が支持部材23aにより安定されかつ相互に連結されれば充分であることが意外にも判明した。単一のガイド部材を備えたこの装置の構成の利点はばねを単一のガイド部材に通しさえすればよいということからばねの伸縮が容易な点にあり、とである。

第13B図はガイド部材22aおよびその支持部材23aへの連結部分の好適な設計を拡大して示している。ガイド部材22aはループ状の突起部を有するバンドを使用して形成され、このバンドは支持部材23aとともに長方形の開口部22bを形成している。前記開口部22b中にはばねバンド21を容易に移動させることができると同時に安定させることができる。

また、別の態様として、第13A図および第13B図に



る場合に記載した両端部は支持部材 23a の両端部に固定ガイド部材を配置することにより変更することができる。このようにして、ばねバンド部材はばね 21 の両端の中心部に入またはこれらの両端から送り出すことができるが、これはまた同時にばねの収縮に関連して長さのより長いばねバンド部材をばねの両端に接続しなければならぬ場合に大きい伸張力において有利である。

この両端部材については、もしも固定部 21a および 22a の間の距離が中立の位置でいそいそ状態でのばねの長さよりも長くなっているならば、伸張状態においてばねをより良好に固定させることができる。

しかしながら、図 2 図および図 3 図による両端部材においては、ガイド部材 22 が図 23 上に位置しうるとして配置されそれによりコイルばねのピッチを調節した事項により変更することができる。

図 14 図はこのようにして伸張した体と位置を固定せしめられたコイルばねの両端部を調節的に示している。

コイルばねの材料が所定には曲（フレッド）またはバンドの形状であり、すなわち、コイルばねの材料が曲の方向に調節部材において円形または扁平化された形状を有していることを示した。バンドの形状の材料で製造されたコイルばねがより安定しておりして調節したときまたはつづれる傾向がより少ないことが判明した。しかしながら、概して、バンドの形状は既述の理由から 100 をいし 150 を超えないようにすべきである。この値をさらに

し、またグラフ 3 図 32 は図 15 図の穴 25 に挿入している。この図から明らかをより、中央部 33 および 34 は 90° 角をなす角度で互いに交差している。それにより、ガイド部材は調節部材に対してコイルばねのピッチ角に対して角度することができ、そしてこの調節部材の位置を変更するとそのコイルばねの動きが容易になる。

図 17 図は外側平部を行うための部品 35 の形状の本質的な一側面図を示す。

コイルばね 36 は収縮した状態で円筒形のチャリヤ本体 37 のすわり部に配置されている。このチャリヤ本体 37 は管状の中央部 47 および端部 48, 49 を備えている。端部 48, 49 は調節リング 45 により相互に調節可能とすることができまた中央部 47 に対して調節方向に位置可能である。チャリヤ本体 37 の一端部においては、調節部の調節ケーブル 42 が一方の端部 41 に調節されている。この調節ケーブル 42 は外側の管状部 42a と内側の部 42b とを備えている。調節部 42a は端部 41 およびチャリヤ本体 37 の中央部 47 を通して第 2 端部 40 に入るすべての部分を通して及びそして第 2 端部 40 に調節部 43 につけられている。

調節ケーブル 42 の自由端部には、調節部材 43, 44 が配置されており、そのうちの一方の調節部材 43 は調節ケーブル 42 の外側部 42a に調節され、一方の調節部材 44 は調節ケーブル 42 の内側部 42b に調節さ

大きくすると調節の成長を助け、その結果特定の結合圧力がより低くなるために安定状態が低下する。特定の結合圧力を高くすることは、それによりバネスリムズにより適用したばねの調節方向の位置が得られる血管中へのばねの適用に不可欠なより良好な固定が得られるので好ましい。ばねの安定状態を改善する一つの方法はばね材料の外側を内側で調節仕上げるより強くすることである。ばね材料はまた押圧により外方に延びる調節部を形成することができ、または調節部として、バンド部材を内側で押圧によりまたはロープを使用することにより穿孔することができそれによりより良好な固定が得られ、またばねが適用された領域における調節の成長が容易になる。

図 15 図は大きい伸張力においてもまた良好なばねの安定性を示えるガイド部材の一側面図を拡大して示している。ガイド部材 27 は調節部材 28 によりバンドの形状のコイルばね 29 を調節するための長方形の凹部 28 を備えている。図 28 の寸法はばねが伸張せしめられるときコイルばね 29 が調節部材を通して容易に調節できるように選択されたと好適である。同時に、コイルばねの動きが阻とされそれにより調節力がガイド部材および穴 25 の中に配置された調節ガイド部材と結合された部材により吸収される。

図 16 図は上方から見た対応したガイド部材 30 を示す。グラフ 3 図 31 は長方形の調節部を有する調節部を

れている。

コイルばね 36 の一方の端部 38 は端部 40 を調節方向に位置することによりチャリヤ本体 37 の中央部 47 と端部 40 との間に形成されたスリット 46 の中に位置することができ、コイルばね 36 の他方の端部 39 は調節部 41 を調節方向に位置することにより端部 41 と調節リング 45 との間に形成されたスリット 48 の中に位置することができ、

スリット 46 および 48 のそれぞれの中でのコイルばね 36 の端部 38, 39 の位置をらびに調節部 38, 39 のスリット 46, 48 からの位置は調節部材 41 の動作による調節ケーブル 42 の内側部 42b の調節方向の位置により行うことができる。調節部材 43 は調節方向の位置を生ずるよう動作される。図 1 図をいし図 3 図に示した原理によりコイルばね 36 の両方の端部 38, 39 の相互の調節部材は調節部材 43, 44 を相互に調節可能とすることができ、より容易とすることができる。

図 17 図に示した部品では、中央調節部材 49 が形成されている。調節部材 49 により調節部、調節部材 49 のためのその他の部品を血管の中に入、挿入することができ、

調節した調節部材は簡単に述べると次のとおりである。図 17 図に示した状態、すなわち、コイルばね 36 が収縮した状態では、それぞれのスリット 46, 48 に入りつけられたコイルばね 36 を備えたチャリヤ本体 37 が調節部の血管の容易に調節しうる位置に挿入されそしてよ

より大きい距離を有する大端位置に遠く移動される。コイルばね36の伸張は鋼線部材45,46を相互に相対回転することにより行われる。コイルばね36が弾力が作用しない状態または弾力的に弾力の作用しない状態まで伸張した後、その端部38,39は鋼線部材45,46を相互に軸方向に位置してスリット46,48を延ばることにより開放される。このようにして、コイルばね36の端部38,39が開放され、その端部コイルばね36およびコイルばね36を取りつけられた支持本体37を血管から取り出すことができる。

図18図では、外周手錠を支持するための全体を符号51で示した器具の断面の本発明による装置の別の実施形態を示してある。この装置は図5図に示したばねの原理に基づきかつ図13A図および図13B図に示した実施形態に関連している。図18図では、ばね52が収縮した状態で示してある。ばね52の軸方向に延びる支持手段53がばね52の一端部54に軸方向に取りつけられ、一方ばね52の他方の端部は支持手段53に位置されたガイド部材55を通して移動しうようになっている。ばね52および支持手段53は支持手段53の各端部に1個づつ設けた軸承してはいわゆるラッパにより円筒形の中空本体56に取りつけられている。これらのラッパは例えば中空本体56および本体に位置された軸部75の内部を延びるワイヤにより支持手段53の端部から開放することであり、従つてこのよう

にして外周から開放することができ、

図58図は支持手段53の端部55との間にばねがワイヤ本体56のまわりを符号58で示すように比較的容易に巻回して巻回つけられている。ばね52の端部75は図58図に示した端部62はスリーブ59に位置できるように位置されている。スリーブ59は円筒形のワイヤ本体56を固定しかつ軸部75の中心に軸方向に位置された可動性のチューブにより固定させかつ軸方向に移動させることができる。

ばね52の伸張はスリーブ59を回転することにより行われ、スリーブ59に位置して巻回されたばねの一部分はガイド部材55を通して移動するばね52と同時に伸張する。ばね52の伸張中、スリーブ59は可動性チューブの軸方向の移動により軸方向に移動せしめられる。

ばね52の全長はばねの伸張が血管の内部に延び移動するときに延びるばねの長さのガイド部材55の外側に位置されるように予め調節されている。外周がばね52がその正しい位置に位置されていることを確認したとき、ばね52はワイヤ部材53とともに軸部75および端部60の取り付け部分を開放することにより開放される。もしこの器具の適用について選択したばねの長さが不適当でありしめて取り替へることが必要であることが明らかになれば、この装置はスリーブ59を反対の方向に回転することによりラッパおよび端

部60を開放する前にばね52を巻回ることにより開放することができ、それにより、器具を取り出すことができ、そしてばね52を伸張を全長を有する前にばねと取り替へることができ、

本発明の別の実施形態によれば、中空本体56の外周に巻回して巻回つけられたばねの一部分58はスリーブの中心に位置することであり、そして導管部材によりガイド部材55(図18図)を通して端部スリーブから送り出すことができる。この実施形態は図19図および図20図に軸方向移動および軸方向移動でそれぞれ示してある。

この実施形態によれば、送りシリンダ63が円筒部ハウジング61の中心に位置して位置されている。ハウジング61の中では、カム66が位置されて内部のねじ67を形成している。送りシリンダ63の外周はゴム部64により包まれている。

この装置を使用するとき、コイルばねのバンド部材72が図67の内部に位置され、そして送りシリンダ63の上に取り付けられたゴム部64が図68-69(図20図)に示してバンド部材72に対して加圧力をする。そして、もし送りシリンダ63が図67の方向に移動せしめるとすれば、ばねバンド72がガイド部材55(図18図)を通して移動せしめられそれと同時にばねが伸張する。ゴム部64を有する送りシリンダ63が図67の全長に達して図67の内部と結合する程度

から、もし送りシリンダ63を反対の方向に移動せしめるとすれば、ばねバンド72を後方に引っ込めることができ、コイルばねが収縮する。

図19図および図20図よりばね材料の一部分の一部分をアーシングの中心に位置する利点は重要である。従つて、ばねの一部分がアーシングの中心で位置されている点からコイルばねの伸張は両側の端部を延ばりまたは収縮することは全くない。そのうえ、端部ガイド部材55(図18図)を通してのばねの送り移動および内部に延びるばねのその全長に達した非常に均一かつ調節された伸張が得られる。この装置の動作はばねの動作が可なり容易であることを要している。

ある場合には、例えば、血管の位置を固定するための、調節した血管またはその他の器官の内部を例えば多孔性の人工組織でライニングを施すことが望ましいかもしれぬ。すべてのこのようライニングは本発明による装置を使用して施すことができる。

図21図は支持手段23Aを備えた収縮装置に付ける図13A図によるばね21の調節装置を部分的に示している。円筒形のストロッキング75の内部の多孔性組織がばね21のまわりを位置せしめかつ図21図よりワイヤ部材23Aに取りつけられている。この装置75は開口部75および76を有するようになりかつ図21図に示した収縮装置のばね21を調節に位置している。ストロッキング75は開口部75に位置された軸方向に延びるワイ

金属ワイヤ77にようこの位置に挿入されている。  
ばね21がそれを調節するストッパング73とともに  
例えば第17図による部品により調節位置に挿入された  
後、金属ワイヤ77が取り除かれてそれによりばね21  
を伸張させる。ばね21が伸張する間、ストッパング73  
が完全に開かれそして最終的には例えば血管の調節部位  
の内側に固定に嵌合せしめられる。

前述した調節部材の代案として、円筒形のストッパング  
7は調節伸張性材料で製造することができる。この伸張  
性材料はばねの伸張に連動して調節部材を二重に折り曲げ  
ることで伸張状態に伸張させることができる。このように  
材料としては、例えばトリコットの形式の例えば丸い筒  
筒したまたは丸い筒筒した筒状のフォームの物品を使用  
することができる。このように代案としての調節部材は  
例えばばねが収縮状態にある部品が比較的に一定の  
長さの血管の中に挿入された場合でしかも血管中への部  
品の挿入に連動した血管の内側の調節を促進するため  
血管の内側に押しつける調節部材が必要であるように  
場合により小さい伸張性材料について特に有用である。

本発明が前述した調節部材に固定されるものでなく、  
調節部材が単に本発明を拘束することを意図してい  
ることを要するべきである。従って、第17図および第  
20図に示したヘッジングは、血管に挿入された通りシリ  
ング63のかわりに、ばねをアッセンブリ61の外側に移  
動することができる任意の導通を通り調節を収容するこ

この調節した平行ワイヤ80および81を取りつける  
ことにより先づ筒状部材を形成することにより調節さ  
れる。この筒状部材はまた2個の単一のばね80および81  
からなる二重のばねと見做すこともできる。

前述したように、第23図に示した血管の内側部にある部  
材でライニングする必要がある。第23図においては、  
このように調節を調節した血管中に挿入する部品を押し  
込める。この部品は第23図に示した特定のばねについ  
て拘束してあるが、この部品がすべての形式のコイルば  
ねに伸張適用できることに留意すべきである。

第23図のばねは多孔性材料のストッパング73  
により調節されている。ストッパング73は符号77で  
示したストッパ等により長手方向に伸びる筒状は調節  
のワイヤ94に取りつけられている。ワイヤ94はばね  
で例えば点線、矢印による調節またはそれに類似の  
手段により伸張を調節して位置を94においてばね81  
に取りつけられる。

この調節により、ばねは例えば血管中の調節にかける  
フラットとしての位置をすることができ、そして調節方  
向に伸びるワイヤ94にストッパング73を固定したた  
め、ストッパング73は全適用調節部材中に固定位置に  
固定されるので、血管の中への適用後、ストッパング73  
全体がばね81を調節して血管中に人工組織を形成す  
る。

ストッパング73は調節した位置での適用に連動して

とができる。考えられる代案としては、ばねの端部に連  
動して調節方向に移動されそしてばねの端部の完了後適  
用部位から部品を除去する前にヘッジング61の中に挿  
入するように調節せしめられる筒状に固定される通りロー  
ラまたは通りスクリューを挙げることができる。

そのうえ、ばねの両端部において同時通りのためばね  
の各端部に固定されたガイド部材を使用した第13A図か  
び第13B図について記載した調節部材はばねの両端の  
位置が調節23Aを維持するために調節に用いられるよう  
に設計することができる。

第22図に示した調節部材においては、ばねは筒状の  
筒口部79を備えたバンド部の材料78から形成されて  
いる。筒口部79は例えば伸張により形成される。こ  
のようにして、ばねは筒状の形状に形成される。第1図  
のばねと同様に伸張させることができるばね78は端部  
で支持を安定性を示し、そして第10図に示した部材で  
のばねの筒状部が端部をかくしている。バンドの部  
分およびバンドの筒状部の端部の部分を円筒状に選択  
することにより、支持を安定性と小さい直径から大きい  
直径までの高い伸張性とを組み合わせることができる。

筒口部の伸張以外の別の調節により、第22図に示  
したばねと同様に支持を安定性を有するばねを形成する  
ことができる。従って、第23図には、血管をバンドの  
かわりに丸いワイヤから形成された筒状部のばねを押し  
込める。この場合では、ばねは調節方向調節22により2

ばねが伸張する間にばねが伸張しうるある伸張性の  
多孔性材料から形成すると好適である。従って、ストッ  
パング73は所望の伸張性を有するトリコットの形式の低  
圧の筒状または筒状の材料またははる筒状のノ  
レーブ部材で形成することができる。これに代る材料は  
伸張性のプラスチックフィルム、すなわち、例えばシリ  
コン樹脂の伸張性材料である。

第22図および第23図に示した調節部材は前述した  
調節部材に代わるものとして多孔性材料、例えば、第24  
図に示した筒状の材料のかわりにワイヤとして使用すること  
ができる。

例えば第22図または第23図のばねのように設計さ  
れた筒状部材85は多孔性材料84で形成されている。  
しかしながら、ばねの各端部の筒状部材に調節された調節を  
有するため、第23図の調節22に連動する筒状部の調節  
方向調節が調節22に形成されているという点で二重の支  
持ばねを若干改良してある。このようにして、ばねの各  
端部が相互に重なり合つて、所望の調節を得ることが  
できる。第23図は第24図のばねの2個の筒状部材の各  
端部の筒状部材調節を拡大して示している。第23図  
から調節されるように、調節部材22は筒状部材84を備えて  
いる。このばねは多孔性材料84で覆われている。

第24図および第25図から明らかのように、たとえ  
ばねが調節方向に移動したとしてもシームが得られる。  
これはばねを伸張させるために例えば第17図による筒

図を使用することが望ましければ重要である。図38および39の図の距離が一定であるので、これらの図が38,39が相互に相対回転せしめられるとばねのピッチが変更される。図24図および図25図の両端部を使用することにより、横方向部32が軸方向に相互に移動する観点から、シーンを維持するとともに図38,39の図面によるピッチの変更が可能になる。例えばばねが図17図による状態にとりつけられて収縮状態にあるとばねの各部分の重なり合いが比較的太く、一方ばねの伸張状態部分の重なり合いが比較的小さくなるように図24図によるばねを設計することができる。

もしも例えば図24図、図25図によるばねの収縮状態をばねの伸張状態において同一ピッチを維持することが所望されるとすれば、これはばねが伸張されかつ収縮されるとともに図38および39が互いに接近または互いに離れて軸方向に移動するように図17図の状態を変更することにより行うことができる。このようにして、ピッチを比較的一定に維持することができ、これは特に図22図をいし、図25図の両端部に関して重要である。

ある場合には、多孔性組織を筒形部の外面に貼りつけるよりも厚いバンド状材料の平滑面部分の断面を設計すると好適である。従って、この場合には、図22図の開口部79は厚く形成されたバンド材料本体と重なり

換えることができ、また同じ形成する筒に向き多孔性が与えられるように形成されたいが形成される。また、この場合には、図27図が必要を規定を行う。

図24図による状態のばね一つの利点は多孔性材料がばねの伸張に移動するたのみにあらずに弾性を有する必要があることである。

図26図は本発明による状態の設計の図面を示している。全体を符号90で示した図26図に示す状態はばねとその長さの大部分にわたって一定の断面を有する使用のばねとして設計され、一方その上端部91では減少した断面を有するように設計され、従ってばね90は負荷されている状態に図26図に示した断面を有している。以下のばねの機能の説明を容易にするため、ばね90の下部の自由端部を符号92で示し、一方その上部の自由端部を符号93で示してある。

ばね90を意図した状態に適用した場合のばねの収縮または伸張については、図26図に示したばねの機能は前述した両端部のばねの機能と均じである。しかしながら、ばね90が断面減少部91を備えている特有の端部、ばねを動作させるために使用するべき端部の一端の位置が異なるかもしれない。例えば、図17図に示した端部は端部40を切り外してヤヤリヤ本体37を通して及び内部の円筒部42にばね90の上部自由端部93を接続しかつ保持するように意図された横方向の溝を設けることにより図26図によるばね

に適合するように変更することができ、次に、ばね90の端部92は図17図について記載した図面と同じ図面と端部41に適合されたヤヤリヤ本体37の端部の端部に適用することができ、その後前述した図面と図面図43,44を相互に相対回転させることによりばね90を収縮させることができる。

ばね90が収縮状態にあるとき、ばね90を血管内部の所望の位置に、例えば、閉塞を閉止する目的のために下大動脈に適用することができ、血管を閉塞する目的のために血管の内部に適用されるように意図されたばねから知られているフィルタ機能はかかる位置がポイントまたはフックまたはそれと類似の手段により血管中に侵入的に取り付けられそれにより位置の修正またはフィルタの取外しが不可能であるという不利点を持っている。かかる位置の一例が米国特許第3,545,431号明細書に記載されている。

しかしながら、図23図に例示されているように本発明による状態を使用することにより、これらの欠点を回避することができるとともに、本質的な利点が与えられる。この本質的な利点の中には下記事項が含まれている。

1. 閉塞を有するばねが血管の内部に侵入部を移動しないように位置を定めることにより自動的に取り付けられる。
2. ばねの位置を修正できそしてばねを取り外すことが可能である。

3. この装置が血管の断面を通しての血液の流れを妨げず減少させない。

4. 装置の血管内で適用が先行技術の装置の適用よりも可成り簡単である。

意図した血管の小径によるばね90の断面減少部91の閉塞を閉止するためには、ばねの断面減少部分のばねの各部分の間の距離は角30である。このように距離を使用することにより、より大きい血管の通過が促進され、一方の断面減少部の過早を閉塞が回避される。

図26図の両端部について、そして本発明の装置のばねのその他の両端部については、例えば血管中に挿入されかつ適用されたばねは下記の図面と取り外すことができる。血管に合せて適用された装置の可塑性チューブがばね90の端部92またはさらにその端部の端部93まで挿入され、その後ばねの端部は把持部材により好適な位置に把持され、その結果、ばねをチューブを通して周囲の組織を損傷しないように引込むことができる。この手段はばねが血管中で正しくない位置を占めるかまたは正しくない位置に到達した場合に好適に使用することができる。

図27図は前述した装置の内部を多孔性組織で内装することができ、図24図または図25図による状態の両端部を例示している。この両端部は図22図および図23図に例示した図のばねを備えており、そしてこの図の符号は図23図に使用した符号と同じである。

図27図に示せば、二重ねじ80-82がばねの全長に亘つてばねの両端の等間隔部分を隔てる多孔性組織のストッパリング63により覆われている。ストッパリング63はばねの外周に覆われ、図27図から明らかなようにばねの両端等間隔部分の内側が直なり、わされている。すなわち、この場合では、もしもばねが軸方向に移動され、例えばばねを伸張させるために図17図による装置が使用されたれば、シールが得られる。

その他の点については、本発明による装置は単独または任意の組合わせによる下記の特許を包含している。

- a) 前記のその他の状態(図2図、図4図)がコイルばね1,36の両端に設けられ、図2図に示す状態に移動すること。
- b) シヤフト42およびスリーブ42bがコイルばね36に固定可能に連結されていること。
- c) 軸方向に延びるガイドバー23がばねの両端に設置され、ガイドバー23上には少なくとも1個のガイド部材が固定しうようになされている。そしてガイドバー23を通してばね材料をばねの両端または伸張に到達して軸方向に移動させることができること。
- d) 固定ガイド部材22がばねの両端に固定され、かつばねの両端に延びる支持部材23上のばねの両端に設置され、ばね材料21がばねの伸張または収縮と関連して前記固定ガイド部材を通して軸方向に移動すること。

- e) 送り部材がコセットヘラジング61の中に嵌合して配置された送りシリンダ63と、送り部材がコセットヘラジング61の内周部と嵌合するシリンダ63とからなっていること。
  - f) 内部でばね2が移動しうるコセットヘラジング61の内周に形成された溝が形成されていること。
  - g) 送りシリンダ63がその外周に例えばゴムまたはプラスチックの環状コーティング64を備えていること。
  - h) 最長のキャリヤ本体56のまわりにはばね2が配置され、そしてキャリヤ本体56の一端部はばねの一端部が取り付けられ、マダジン部58が外周部から図6スリーブ59を移動するばねより隔てられたキャリヤ本体の他方の端部から延び、図6スリーブ59の他方の端部にはばねが固定しうようになされている。そして図6スリーブ59をキャリヤ本体56に対して移動させるか軸方向に固定させるための装置が設けられていること。
  - i) ストッパリング73が多孔性組織の伸張部によりばねの伸張と関連するばねの位置に固定されること。
  - j) ストッパリング73が直なり合う両端部75,76によりばねの伸張と関連するばねの位置に固定されること。
  - k) ストッパリング73が例えば点で動くことによりばね21に対して取り付けられること。
- 本発明の請求項において、「コイルばね」を用語は使用の形式のつるばねをさしてい。しかしながら、

- a) キャリヤ57の両端部分またはその部分40,41が中央部分47に対して軸方向に固定可能であり、それにより中央部分47とそれぞれの両端部分40,41との間の距離46,48の中央ではばね38,39を収容しうようになされていること。
- b) 両端部分40,41の少なくとも一方の部分が図6テーブル42の自由端部に設置された図44により軸方向に固定可能であること。
- c) 軸方向に延びる支持部材23aがばね21の両端に延び、支持部材23aにはばね21の一端部21aが取り付けられ、そしてばね21の他方の端部21bは固定ガイド部材22aが設けられ、固定ガイド部材22aを通してばね材料がばね21の両端または伸張に到達して移動できるようになっていること。
- d) 軸方向に延びる支持部材がばねの両端に設置され、固定支持部材の両端に固定ガイド部材が設置され、前記固定ガイド部材を通してばねの材料がばねの伸張に到達して移動できるようになっていること。
- e) 最長のキャリヤ本体56のまわりにはばね2が配置され、キャリヤ本体56の一方の端部には円筒形コセットヘラジング61と図6コセットヘラジング61の中に固定しうようになされた送り部材63とを備えたコセットマダジンが設置され、送り部材63を一方または他方の方向に移動させることによりばねを伸張させるために移動することができること。

本発明の装置に使用されるは必ずしも一定の距離または一定のピッチを有する必要はない。しかしながら、一般的に形成はつる管の形状である。

本発明はまた、いわゆる血液透析が行われるある管腔内にも有用である。この操作では、針またはカニューレが患者の腕に適用されてそれにより患者の血液が体外から抽出され、透析装置の中で透析液と患者の血液とが混合される。人工透析は少なくとも一通に一回繰り返して行われなければならないので、患者の血液について問題がある。この問題は例えば患者の腕の動脈と静脈との間に侵入物を透析部分を形成するいわゆるバイパスを形成することにより解決することができる。この透析部分は例えば人工血管(peritoneal)またはいわゆる「ソルグラフ(sollograft)」である。これは針から取った血液で形成することができ、かかるバイパスを使用する利点は動脈からの高い血圧が透析膜が透析液を透過してカニューレの挿入時に容易に固定可能にすることである。そのうえ、透析部分を交換する前に多量の透析を行うことができる。透析管は通常皮下に設置され、そして縫合により動脈および静脈に取り付けられる。

しかしながら、従来使用されてきた透析部分はある問題を有している。操作中に人工血管が皮下から抜き出されたときに人工血管を折り曲げて閉鎖することができ、人工透析用カニューレが設置された後、透析人工血管を正して多量の血液損失を防止しなければなら

い。そのとき、人工血管を容易につぶすことができ、その後の血管の膨張を容易にしようとする事ができる。また、通液部分が膨張に取りつけられる場合にいわゆる換気が容易なことが判明した。

上記通液管または人工血管に曲がる不連続を下記方法により本発明の装置を使用することによりなくすることができるとが今や判明した。

許通を直線および許通を容易に有するコイルばねが例えば図17図に例示したように本発明による器具に取りつけられる。図17図では、ばねが収縮した状態にある。

例えばソルゴグラフのような人工血管の一部が図18のステップ状より膨張の膨張に取りつけられる。次いで、ばねを含む本発明による器具がグラフの中に入りそれにより膨張の外周部分がばねの対応した部分とともに膨張の内周部分20の位置に到達する。次いで、ばねが人工血管の内周で押寄せしめられ、そして器具から取除される。その後、器具は人工血管から取り外される。

皮下の切り込みにより、グラフの自由端部分が血管の開口部まで送られて血管に取りつけられる。

上記装置が大きい利点を有していることが判明した。

1. グラフが移植されたときばねの作用のためつぶれにくいこと。

2. 通液管、すなわち、人工血管は血管の損失を容易

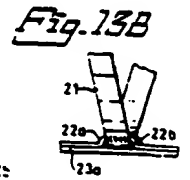
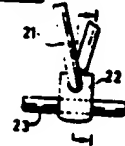
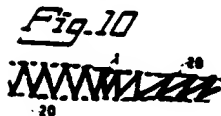
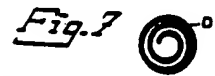
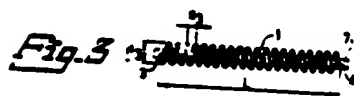
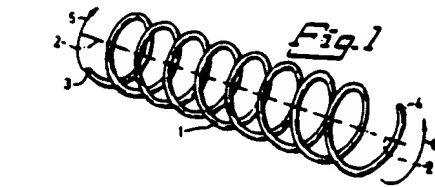
させるためのコロニエーレの除去後安全に圧縮または縮めつけることができ、またこの血管はばねの作用によりその最大膨張位置に戻ること。

3. 皮下の人工血管を見つけることが容易であり、このため血管の穴明けが容易である。

4. 膨張に換気が形成されるかそれが減少することが判明した。換用の注射を使用する場合には、換気が生ずるため、通液部位を少なくとも毎一回変更しそして別の位置に移さなければならぬこと。

上述したように本発明の適用に加えて、本発明の装置を使用することができると他の装置を備へる。現在、動物、例えば、犬に關する試験を行うことは困難であり、その場合には長期間の試験の結果を研究するための例えば1日に数回高圧を注入することが望ましい。かかる試験はをかんすく動物が急速に換気をしやすいためから今日まで実行できなかった。

上述した装置を使用することにより、例えば、犬に対して単一の恒久的な通液部分より長期試験を行うことができる。





-14-